

· 论 著 ·

## 运用 TLD 测量宫颈癌后装 TPS 剂量在仿真体模中的分布

罗惠群<sup>1</sup>, 杨波<sup>1</sup>, 吴敬波<sup>1△</sup>, 叶劲军<sup>2</sup>

(1. 泸州医学院附属医院肿瘤科, 四川泸州 646000; 2. 江苏省肿瘤医院放疗科, 南京 210000)

**摘要:**目的 利用热释光剂量计(TLD)测量宫颈癌后装 TPS 剂量在仿真体模中的分布, 评估治疗计划与实际剂量的一致性。方法 用 RGD-3B 型热释光剂量测量系统, 测量 GR-200A 系列 LiF(Mg, Cu, P) 片状 TLD( $\varphi 4.5 \text{ mm} \times 0.8 \text{ mm}$ ) 的发光曲线, 并据此设定升温程序并进行剂量刻度, 仿真体模按测量要求打孔放置 TLD 片, 将两施源器分别拍定位片, 按定位片的要求修改相应的计划给予传统的三管施源器 A 点 20 cGy/次, 并给予宫腔管施源器和 A 点 20 cGy/次, 照射 5 次并实际测量 5 次测量体模上定义的 A 点、直肠、膀胱点剂量并与计划系统比较。结果 三管施源器和宫腔施源器理论值与实际值之间的差别分别是 7.7%~39%, 6.9%~7.3%。结论 施源器位置变化对剂量有影响, 在后装腔内治疗时应在定位片的基础上设计治疗计划, 并且 TPS 和实际剂量间有一定差距。

**关键词:**人体体模; TLD; 后装治疗计划; 剂量

doi:10.3969/j.issn.1671-8348.2011.12.006

文献标识码: A

文章编号: 1671-8348(2011)12-1159-03

## The cervix brachytherapy treatment planning dose distribution measured with TLD in phantom

Luo Huiqun<sup>1</sup>, Yang Bo<sup>1</sup>, Wu Jingbo<sup>1△</sup>, Ye Jingjun<sup>2</sup>

(1. Department of Oncology, the Affiliated Hospital of LuZhou Medical College, Luzhou, Sichuan 646000, China;

2. Department of Radiotherapy, Jiangsu Province Cancer Hospital, Nanjing, Jiangsu 210000, China)

**Abstract:** Objective In order to estimate the conherence of TPS(treatment plan system) dose with real delivered dose, the measurement was taken with the TLD (thermoluminescent dosimetry) in phantom to get the dose distribution of afterloading machine's TPS. **Methods** The RGD-3B thermoluminescent system, the was used lighting curve of the LiF(Mg, Cu, P) chips of GR-200A series was Measured. According to this curve, we setuped the calefactive process and calibrated those TLD. TLD chips was placed in simulation model which were stilettoed according to the measurement needs. The simulator radiographs were taken with two applicators. The deliver dose was 20cGy to point A each time with tandem and ovoid applicator, and intrauterine tandem applicator had the same deliver dose to point A. The process was repeated 5 times and measurement the dose at definite point A, point B and point C, then the measured data was compared to the TPS result. **Results** The difference between theoretical value and actual value was 7.7%~39% for tandem and ovoid applicator, 6.9%~7.3% for intrauterine tandem applicator. **Conclusion** The applicator changes in position have changed dose, so the brachytherapy need the TPS plan assistant with simulator radiographs, and there was a difference between the TPS plan dose and the real delivered dose.

**Key words:** manikins; TLD; brachytherapy treatment planning; dose

放射治疗是治疗宫颈癌的主要手段之一, 传统的宫颈癌患者均是在外照射的基础上, 辅助以后装治疗。而在后装治疗中, 依旧沿用曼切斯特剂量学系统, 把处方剂量点给在相对于施源器的解剖结构上, 常规相互采用三管施源器通过后装治疗计划, 对患者进行后装放射治疗。由于子宫腔是一个相对柔软的组织, TPS 刚性的结构模拟上与施源器的位置相对于患者解剖结构的重新构架以及位置的重复性与实际有分离。而多数剂量学研究着眼于 TPS 上的数据比较, 缺乏实际的监测。本文试图利用 TLD 对后装治疗计划在仿真体模的剂量分布的测量, 通过测得的定义 A 点、直肠、膀胱的点剂量, 验证人体进行放射治疗时的剂量分布, 为优化放射治疗提供有效依据。

## 1 材料与方 法

**1.1 体模** 仿真中国人体模, 四川大学研制(四川成都)体模使用的材料组织辐射等效在医疗辐射范围(60 KeV~20 MeV), 见封 3 图 1。

**1.2 热释光测量系统** LiF(Mg, Gu, P) 片为 GR-200A,  $\varphi 4.5 \text{ mm} \times 0.8 \text{ mm}$ , 带微机接口的 RGD-3B 型热释光剂量仪, 2000B 型的 TLD 远红外退火炉。每次测量仪器至少预热 4 h, 每测量

一段时间后对灵敏度进行一次校准, 见封 3 图 2。

**1.3 WD-HDR18 型<sup>192</sup>Ir 遥控后装机随机配置的三管施源器和宫腔施源器** 见封 3 图 3。

**1.4 剂量片的筛选刻度** 利用中测院 9606 电离室进行后装源剂量校准。测量 LiF(Mg, Gu, P) 升温曲线, 采用厂家建议第一恒温温度为 135 °C, 恒温时间 8 s, 去除杂散射的影响; 第二恒温温度 240 °C, 恒温时间 12 s。利用国产<sup>60</sup>Co 治疗机对 TLD 片进行预处理 3 次, 每次照射量为 100 cGy, 待剂量片性能稳定以后再进行筛选、用<sup>192</sup>Ir 刻度。初次选片后, 选择一致性在±3%以内, 重复性在±3%的剂量片进行刻度, 按灵敏度最高和最低配对。

将 LiF(Mg, Gu, P) 片用塑料薄膜包好紧贴在  $\varphi 61 \text{ mm}$  的聚丙烯圆柱体上, 按刻度需要的剂量在<sup>192</sup>Ir 遥控后装机分别做 TPS 计划, 源步进长度 2.5 mm, 总长度 10 mm, 参考距离为施源器中心外 31 mm, 优化后得到一长度约 50 mm 的计划。在施源器外周 31 mm 处得到一其剂量相对均匀的圆柱型区域。使 TLD 元件在等剂量曲线围成的同心圆上。按测量需要的剂量范围进行刻度, 得出一剂量刻度曲线, 并用 Excel 绘制

表 1 两施源器理论值与实测值比较

施源器	A 点			膀胱参考点			直肠参考点		
	理论值	实际值	差异(%)	理论值	实际值	差异(%)	理论值	实际值	差异(%)
宫腔施源器	20.01	18.62±2.35	6.9	15.46	14.72±0.77	4.7	18.4	19.76±1.46	-7.3
三管施源器	10.11	9.17±0.72	9.3	11.44	6.95±1.07	39.2	19.31	17.83±2.94	7.7

曲线,进行线性拟合,得出线性拟合方程, $Y = 6.141 2X - 4.925$ ,见封 3 图 4。

**1.5 在体模中的测量** 定义测量点按 IEC 61217 的标准定义三坐标轴的正负,以宫颈口为原点,人体横轴为 X 轴,人体纵轴为 Y 轴,前后为 Z 轴,在仿真体模按 ICRU38 号报告的定义打孔,其 X、Y、Z 坐标分别为 A 点(18.9,19.9,0.0)mm,膀胱参考点(0.0,0.0,23.2)mm,直肠参考点(0.0,-0.4,18.3)mm,见封 3 图 5。在体模上分别用 WD-HDR18 型<sup>192</sup>Ir 遥控后装机随机配置的三管施源器和单宫腔施源器进行验证。分别用修改后的计划给予 A 点 20 cGy。使用 S3TUB.DAT 及 SUF1-5 计划时将施源器放入宫腔,并妥善固定,见封 3 图 6。

## 2 结 果

TLD 放入相应测量点,外周围以水袋。同一位置进行 5 次照射和测量,同时在 TPS 上找出对应点的值,实际测量结果和 TPS 测量结果见表 1。

## 3 讨 论

LiF,TLD-100 有效原子序数为 8.2,软组织为 7.4 发光效率高,曲线简单和易于成型,物理和化学性能稳定的热释光材料制成不同的形状,便于做建成区,近距离放射源周围的剂量分布,患者剂量监测和剂量比对等特别需要的场合用<sup>[1]</sup>。TLD 测量的不确定度能满足要求<sup>[2]</sup>,TLD 剂量计在能量 0.1~1.25 MeV 范围内,其能量响应因子变化小于 10%,符合实验测量误差的要求。因此,用此剂量计作为具有较复杂能谱  $\gamma$  射线辐射场的剂量测量探测器是可行的,可以满足测试的要求<sup>[3]</sup>。用中国自己生产的 TLD 片,验证治疗计划系统剂量的方法准确可靠,经济适用<sup>[4]</sup>。

根据<sup>192</sup>Ir 剂量场的特点,由于<sup>192</sup>Ir 能量范围使其在水中的指数衰减率恰好被散射建成所补偿,在距源 5 cm 范围内任意点的剂量率与其平方的乘积近似不变;剂量分布遵守平方反比定律,所以,同一施源器以膀胱参考点;剂量值最低。而本文 A 点由于打孔误差,再加上计划本身的缺陷外,其理论与实际剂量的误差达 9.3%,值得高度重视。

本文单一的宫腔施源器的理论和实际误差为 6.9%~7.3%,计划本身优化的误差 0.29%。三管施源器测得理论值和实际值之间的差距比较大,在 7.7%~39%之间,计划本身的优化的误差 0.72%。

Anagnostopoulos 等<sup>[5]</sup>用热释光剂量仪 TLD-100 热释光棒放入 4 F 塑料管内,再置于 6 F 插植针内,插于尿道附近进行监测,将测量结果与基于 CT 的计划系统比较,总平均偏差为(6.88±4.93)%。

实际工作中宫腔施源器在阴道施源器之间的位置可以靠上或靠下,宫腔长度有个体差异等,这样结构的改变可以导致计划曲线的变形,个别点剂量会有相应的差别。Ebruli 等<sup>[6]</sup>测量得出,施源器在放置过程中会有 0.39~3.83 mm 的位移, Richard 等<sup>[7]</sup>也发现,即便同一施源器在分次放置过程中也有位置变化。Garipa 等<sup>[8]</sup>利用阴道施源器和宫腔施源器在患者身上实际测量显示,施源器误差在 2.0 mm 和 16.9 mm 时,直

肠膀胱剂量平均为 49~78 cGy 和 70~84 cGy。提示由于施源器的移位,导致 TPS 剂量与实际剂量的误差。施源器的位置变化对剂量有一定影响。相比之下,宫腔施源器与 TPS 的误差较小,在于单根施源器,不存在管道之间的构架带来的剂量误差。

而 Davidson 等<sup>[9]</sup>的研究显示,使用三管施源器和环状施源器,单个计划在整个后装治疗中的应用,会带来 OAR 剂量的增加和剂量的不确定性,在每次放置施源器后必须根据病变部位的几何形状制定治疗计划。本文中 A 点剂量的误差也说明此问题。

TPS 测量点和体模中的点有误差,而 1~2 mm 的误差或更大的误差是操作者无法避免的。<sup>192</sup>Ir 剂量梯度影响,测量位置几何重建误差;近距离照射使用的实际放射源是各向异性的,而临床中要求的是在散射介质中的剂量分布。AAPM 近年推荐的是在放射源周围的剂量分布公式中,所引用的每一参数,或是直接测量的实验数据为基础,或针对特定型号的放射源,并考虑几何结构计算得来。其中需要考虑放射源的自吸收、源散射光子的斜滤过、介质散射的影响等。而铱源外剂量分布特点是剂量梯度大,近源区 Monte Carlo 模拟结果与基于 weisberger 方程及点源近似处理和散射校正的 TPS 结果有差异。靠近施源器越近测量值与 TPS 的误差越明显,主要是剂量梯度造成的误差。根据平方反比定律,距源 1 cm 和 2 cm 之间的剂量变化为 4 倍。本文中宫腔施源器直肠参考点的误差相对高于 A 点和膀胱参考点可以说明这个问题。

测量的系统误差,<sup>192</sup>Ir 能谱复杂,电离室的<sup>192</sup>Ir 校准因子常用 250 KeV 和<sup>60</sup>Co 的校准因子线性插值得出,其电离室影响在该能响范围内差别小于 2%。郑恭俭等<sup>[10]</sup>报道若定标电离室的精度为±1.5%,热释光读数平均重复性为 0.8%,治疗机的测量稳定性为±1.0%,热释光材料测量的吸收精度为  $\sigma = (\sigma_1^2 + \sigma_2^2 + \sigma_3^2)1/2$ 。

TPS 与实际介质的分离导致误差。仿真体模由非均质肌肉等效材料组成,材料吸收剂量有差异,而 TPS 是按均质模体进行运算<sup>[11]</sup>。Mark 等<sup>[12]</sup>认为后装治疗计划系统的剂量在水中和组织中吸收和衰减有不同。

LiF(Mg,Gu,P) 片的因素,TLD 与人体密度的差异,LiF 体积质量为 2.64 g/cm<sup>2</sup>,光电效应的有效原子序数为 8.2,软组织的原子序数为 7.4。另外,剂量片本身固有的灵敏度差异,材料的激发和衰老以及读数仪的灵敏度变化,发光量的变化,衰减和剂量效应,24 h 内测量误差可达 2%~3%<sup>[13]</sup>。利用普通定度法确定 TLD 的定度系数值 K 大约偏低 10%,原因是点源照射剂量计算公式用于无限大空间与实际定度场所的情况有区别,致照射量和实际值之间有差别。使用点源照射剂量值时,考虑散射修正因子偏小而导致定度系数值下降。

临床上,单锦露等<sup>[14]</sup>比较盆腔四野和 IMRT 两种照射方式的各个等剂量曲线所包含的盆腔组织,从 DVH 的剂量分布图上可以观察到在宫颈癌的放射治疗中,盆腔内所有的结构均接受了不同剂量的辐射。除子宫体在高剂量区域外,与其毗邻

的直肠前壁、膀胱后壁也通常包含在高剂量区域。Huh 等<sup>[15]</sup>发现直肠出血与患者直肠剂量参考点的计算值无差异,但和 TLD 实际测试值有密切关系。而膀胱的充盈,同样会影响剂量的分布<sup>[16]</sup>。

由于宫颈癌后装治疗主要是直肠膀胱损伤,出现后使治愈率和患者生存质量受影响,直肠膀胱剂量和体积一直是宫颈癌放射治疗关注的重点。为保证精确定位和精确放疗,在进行放射剂量的评估,除了沿袭 L-Q 模型、生物剂量之外,TPS 与实际剂量之间的误差值得注意。而采用 TLD 在仿真体模上获取剂量数据,为评估直肠膀胱反应提供可靠理论依据。

#### 参考文献:

- [1] 胡逸民. 肿瘤放射物理学[M]. 北京:中国协和医科大学出版社,2002:899-929.
- [2] 田崇彬,张钦富,程晓军,等. 热释光剂量计在辐射防护及医疗照射检测中的应用[J]. 中国辐射卫生,2005,14(3):190-191.
- [3] 常冬梅,彭宏论,林东生,等. 热释光剂量计能量响应特性研究[J]. 核电子学与探测技术,2005,25(2):190-192.
- [4] 罗素明,邱杰,朱卫国,等. 热释光剂量片测量放疗患者骨盆及头颈剂量方法研究[J]. 中华放射医学与防护杂志,2007,27(4):380-384.
- [5] Anagnostopoulos G, Baltas D, Geretschlagler A, et al. In vivo thermoluminescence dosimetry dose verification of transperineal <sup>192</sup>Ir high-dose-rate brachytherapy using CT-based planning for the treatment of prostate cancer [J]. Int J Oncol Biol Phys, 2003, 57(4): 1183-1191.
- [6] Ebruli C, Demiral AN, Ceting ZR, et al. The variability of applicator position among high dose rate intracavitary brachytherapy applications in cervical cancer patients treated with ring & tandem applicators [J]. Tumori, 2007, 93(5): 432-438.
- [7] Richard P, Christlan K, Elena FF, et al. Present status and future of high-precision image guided adaptive brachytherapy for cervix carcinoma [J]. Acta Oncologica, 2008, 47

(12): 1325-1336.

- [8] Garipa M, Tunel N, Dalmaz MG, et al. Changes in applicator positions and dose distribution between high dose rate brachytherapy fractions in cervix carcinoma patients receiving definitive radiotherapy [J]. The British Journal of Radiology, 2006, 79(4): 504-509.
- [9] Davidson MT, Yuen J, D' Souza DP, et al. Image-guided cervix high-dose-rate brachytherapy treatment planning: dose custom computed tomography planning for each insertion provide better conformal avoidance of rogan at risk [J]. Brachytherapy, 2008, 7(1): 37-42.
- [10] 郑恭俭, Chavaudea J, 胡逸民, 等. 热释光临床实用剂量学的研究 [J]. 中华放射肿瘤学杂志, 1995, 4(3): 211-212.
- [11] 李文华, 张书旭, 徐海荣. 宫颈癌后装治疗的剂量分布测试 [J]. 中国医学物理学杂志, 2005, 22(3): 501-503.
- [12] Mark JR, Venselaar JM, Beaulieu L. The evolution of brachytherapy treatment planning [J]. Med Phys, 2009, 36(6): 2136-2153.
- [13] 叶际达, 刘鸿诗, 刘景武, 等. 影响热释光剂量计定度系数的因素 [J]. 核电子学与探测技术, 1999, 19(4): 292-295.
- [14] 单锦露, 王阁, 王东, 等. 宫颈癌放疗区域相关断层解剖学观察 [J]. 重庆医学, 2007, 36(19): 1935-1938.
- [15] Huh SJ, Limdo H, Alan YC, et al. Comparison between in vivo dosimetry and barium contrast technique for prediction of rectal complications in high-dose-rate intracavitary radiotherapy in cervix cancer patients [J]. Strahlenther Onkol, 2003, 179(3): 191-196.
- [16] Cengiz M, Gurdalli S, Selek U, et al. Effect of bladder distension on dose distribution of intracavitary brachytherapy for cervical cancer; three-dimensional computed tomography plan evaluation [J]. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 2008, 70(2): 464-468.

(收稿日期:2010-11-04 修回日期:2011-01-28)

(上接第 1158 页)

- with cardiomyocyte-restricted inactivation of the atrial natriuretic peptide receptor guanylyl cyclase-A [J]. J Clin Invest, 2003, 111(9): 1399-1401.
- [7] Ramasawmy R, Kotea N, Yong Lu CY, et al. Investigation of the polymorphic ScaI site by a PCR-based assay at the human atrial natriuretic peptides (hANP) gene locus [J]. Hum Genet, 1992, 90(2): 323-325.
  - [8] Nakayama T, Soma M, Mizutani Y, et al. A novel missense mutation of exon 3 in the type a human natriuretic peptide receptor gene: possible association with essential hypertension [J]. Hypertens Res, 2002, 25(3): 395-397.
  - [9] Bleumink GS, Schut AF, Sturkenboom MC, et al. Genetic polymorphisms and heart failure [J]. Genet Med, 2004, 6(6): 465-467.
  - [10] Gruchala M, Cieciewicz D, Wasag B, et al. Association of the ScaI atrial natriuretic peptide gene polymorphism with

nonfatal myocardial infarction and extent of coronary artery disease [J]. Am Heart J, 2003, 145(1): 125-127.

- [11] Rubattu S, Stanzione R, Di Angelantonio E, et al. Atrial natriuretic peptide gene polymorphisms and risk of ischemic stroke in humans [J]. Stroke, 2004, 35(7): 814-816.
- [12] Vassalle C, Andreassi MG, Prontera C, et al. Influence of ScaI and natriuretic peptide (NP) clearance receptor polymorphisms of the NP System on NP concentration in chronic heart failure [J]. Clin Chem, 2007, 53(14): 1886-1888.
- [13] Nakayama T, Soma M, Saito S, et al. Missense mutation of exon 3 in the type a human natriuretic peptide receptor gene is associated with myocardial infarction [J]. Med Sci Monit, 2003, 9(12): 1464-1468.

(收稿日期:2011-01-14 修回日期:2011-03-07)